

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

03.04.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2 0 0 2 年 4 月 4 日

出 願 番 号

Application Number:

特 願 2 0 0 2 - 1 0 3 1 2 4

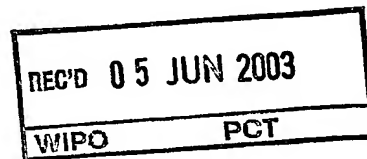
[ ST.10/C ]:

[ J P 2 0 0 2 - 1 0 3 1 2 4 ]

出 願 人

Applicant(s):

株式会社日立メディコ



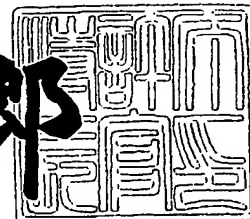
PRIORITY  
DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 3 年 5 月 1 3 日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 3 5 8 0 2

【書類名】 特許願

【整理番号】 01552

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
株式会社日立メディコ内

【氏名】 宮野 巖

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100114166

【弁理士】

【氏名又は名称】 高橋 浩三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 083391

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線CT装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線を発生するX線発生手段と、

前記X線発生手段に対向して配置され、被検体を透過した前記X線量を2次元的に検出するX線検出手段と、

前記X線発生手段と前記X線検出手段との間に前記被検体が位置するように前記X線発生手段及び前記X線検出手段を保持する保持手段と、

前記保持手段を前記被検体の周囲に沿って回転駆動する第1の回転駆動手段と

前記第1の回転駆動手段の回転中心が前記被検体の所定の撮影領域に位置するように前記保持手段及び前記第1の回転駆動手段を一体的に回転駆動する第2の回転駆動手段と、

前記X線検出手段で検出された前記X線量に基づき前記被検体に関する画像を作成する画像処理手段と

を備えたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】 被検体を挟んで対向するようにX線発生手段とX線検出手段を保持した保持手段を第1の回転駆動手段を用いて回転駆動することによって前記被検体の断層像を撮影するX線CT装置において、前記第1の回転駆動手段の回転中心が前記被検体の所定の撮影領域に位置するように前記保持手段及び前記第1の回転駆動手段を一体的に回転駆動しながら撮影を行うことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の一部にX線を照射しその投影画像を処理して断層像などを撮影するX線CT装置に係り、特に被写体の一部にX線コーンビームを照射して、その部分の任意のCT断層画面及びパノラマ画像を得ることのできる歯科医療などの撮影に好適なX線CT装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

歯科医療では、歯の裏にフィルムを当ててX線撮影する一般撮影、X線管とフィルムを同時に回転させて撮影するパノラマ撮影、X線管とフィルムの距離を大きく取って撮影するセファロ撮影などを行なっているのが現状である。歯科用X線パノラマ撮影は、歯列に沿って連続的に曲面断層を撮影し、一枚の画像で、歯列とその周辺の組織や骨の状態を示す断層像をパノラマ状に展開して表示するものである。

## 【0003】

従来のパノラマ撮影装置は、被写体を挟んで対向するX線発生装置と二次元X線検出装置を搭載する旋回アームが、例えば前後左右の移動部と回転部とで支持され、被写体の周囲を歯列弓形状に近似させた複雑な軌道を描いて移動するものである。このようなものとして、例えば、特開平06-78919号公報に記載された歯科用断層撮影装置がある。

## 【0004】

また、歯科用のX線撮影装置として、パノラマ撮影以外に歯牙の横断面画像を得ることのできるX線CT装置が提案されている。このようなものとして、例えば、特開平09-122118号公報に記載された医療用X線断層撮影装置（第1の従来技術）や特開平11-318886号公報に記載されたX線CT撮影も行えるパノラマX線撮影装置（第2の従来技術）がある。

## 【0005】

X線コーンビームを用いた一般医療用CT撮影装置の公知例としては、たとえば特開平10-192267に記載された装置（第3の従来技術）がある。この装置によれば広範囲にわたって被写体のCT断層像を得ることができ、したがって歯列弓を含む顎部にも適用することができる。

## 【0006】

一方、被写体の一部にのみX線コーンビームを照射して、その部分の任意の断層画面及び立体画像、あるいはパノラマ画像を得るようにしたX線CT撮影方法及びその装置に関するものとして、特開2000-139902号公報に記載さ

れた局所照射X線CT撮影装置（第4の従来技術）がある。この装置は特に歯科への応用において、歯列弓を含む顎部全体ではなく、歯牙や顎関節の周囲などの局所に限定してX線コーンビームを旋回照射することで、被写体の被曝量を低減し、かつ高分解能のCT断層画像や三次元立体画像を提供することを特徴としている。

#### 【0007】

上記第4の従来技術によれば、被写体の歯列弓に対して照射されたX線コーンビームの中からオルソX線コーンビームと呼ばれる、歯列弓に略直交する方向のビームのみを抽出して画像演算処理を行い、それによってパノラマ画像を得ることができる。従って、従来のパノラマ撮影装置よりも簡易な旋回アームの回転機構のみで、従来と同等のパノラマ撮影が可能であり、また機構が簡単であることから、装置全体を小型化することができる。さらに、この第4の従来技術には、他の実施例として、X線発生装置のX線照射幅を制限するスリットの幅を、旋回アームの回転に同期して変えることによって、歯列弓に略直交する方向のオルソX線コーンビームを形成し、これによってパノラマ画像を得る方法も提案されている。

#### 【0008】

これらとは別に、上記第3の従来技術によっても、歯列弓を含んだ顎部全体に対して照射されたX線コーンビームによって得られたCTデータから、画像演算処理によって任意方向の断層画像あるいは三次元画像を再構成できることは周知の事実であるから、同等のパノラマ状の画像を得ることが可能である。またX線コーンビームの照射範囲を絞って局所に限定したX線コーンビームを旋回照射することで、上記第4の従来技術と同じように、被写体の被曝量を低減し、かつ高分解能のCT断層画像や三次元立体画像を提供することができる。

#### 【0009】

##### 【発明が解決しようとする課題】

上記第4の従来技術を用いてパノラマ撮影を行った場合、撮影時間に関しては、従来のパノラマ撮影装置での撮影に要する時間と同等もしくはそれ以下（10～20秒程度）である。ところが、撮影後、画像表示装置に画像として表示する

までの画像演算処理に多大な時間（20分～約1時間）を要することが知られている。この主たる原因は、第4の従来技術のものが歯茎及びその付近の骨の形状を立体的に撮影し、撮影された断層像に基づいて歯列、歯茎及びその付近の骨の形状に基づいた修正を施しながら所望のパノラマ画像を作成するという画像処理を行なっていることにある。このような画像演算処理を行うものとして高速演算処理が可能な専用コンピュータを用いたとしても、画像演算処理の高速化には自ずと限界がある。

#### 【0010】

本発明は、上述の点に鑑みてなされたものであり、歯列弓を含む顎部全体や歯牙や顎関節の周囲などの局所にX線コーンビームを照射して、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することのできるX線CT装置を提供することにある。

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

請求項1に係るX線CT装置は、X線を発生するX線発生手段と、前記X線発生手段に対向して配置され、被検体を透過した前記X線量を2次元的に検出するX線検出手段と、前記X線発生手段と前記X線検出手段との間に前記被検体が位置するように前記X線発生手段及び前記X線検出手段を保持する保持手段と、前記保持手段を前記被検体の周囲に沿って回転駆動する第1の回転駆動手段と、前記第1の回転駆動手段の回転中心が前記被検体の所定の撮影領域に位置するように前記保持手段及び前記第1の回転駆動手段を一体的に回転駆動する第2の回転駆動手段と、前記X線検出手段で検出された前記X線量に基づき前記被検体に関する画像を作成する画像処理手段とを備えたものである。

#### 【0012】

請求項2に係るX線CT装置は、被検体を挟んで対向するようにX線発生手段とX線検出手段を保持した保持手段を第1の回転駆動手段を用いて回転駆動することによって前記被検体の断層像を撮影するX線CT装置において、前記第1の回転駆動手段の回転中心が前記被検体の所定の撮影領域に位置するように前記保持手段及び前記第1の回転駆動手段を一体的に回転駆動しながら撮影を行うもの

である。

### 【0013】

第1の回転駆動手段は、被検体を挟んで対向するX線発生手段とX線検出手段とを保持する保持手段を回転させるものである。X線発生手段とX線検出手段とによって第1の回転駆動手段の回転中心付近の局所部位の周囲を回転するようにX線が照射される。第2の回転駆動手段が保持手段と第1の回転駆動手段を一体的に回転駆動することによって、第1の回転駆動手段の回転中心は、所定の円周上を回転移動するようになる。そこで、第2の回転駆動手段によって第1の回転駆動手段の回転中心が歯列弓の形状に近似した円周上を移動させて、CT撮影時には、X線局所照射部位の位置決めを行い、パノラマ撮影時には、第1の回転駆動手段の回転中心が歯列弓の形状に概略近似した円周上に沿って移動させながら、照射方向が歯列弓に対して概略直交するように保持手段の回転角度すなわち撮影方向を適宜調整できるようにした。このように簡単な機械的手段により最適なパノラマ画像を得ることができるようになるので、複雑な画像演算処理は必要なくなり、パノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することができる。円周の形状と実際の歯列弓形状の違いにより、X線発生源からの被写体までの距離の差が生じ、その結果歯牙の位置によって透視画像の拡大率に差が生じる場合には、歯列弓に概略近似した円周上を移動する回転機構の回転角度に同期させて、採取された部分画像データごとに、画像演算処理においてこの差を補正して全体画像を再構成することにより、正確なパノラマ画像を得ることができる。

### 【0014】

#### 【発明の実施の形態】

以下添付図面に従って本発明に係るX線CT装置の好ましい実施の形態について説明する。図1は、本発明に係るX線CT装置の全体構成を示す側面図であり、一部断面構成を示している。図2は図1の一部断面構成部を分かりやすいように拡大して示した部分拡大図である。

### 【0015】

このX線CT装置は、固定架台1、旋回アーム2、X線発生装置3、二次元X

線検出装置4、第1の回転系6、第2の回転系5、椅子8、頭受け装置9から構成される。固定架台1は、支柱1aによって支持された逆L字型形状をしており、その先端部に第2の回転系5及び第1の回転系6を有する。旋回アーム2は、固定架台1の先端部に吊り下げられている。第1の回転系6は、旋回アーム2を吊り下げた状態で保持し、固定架台1の先端部の回転軸6aを回転中心として旋回アーム2を所定速度で回転させる。第2の回転系5は、第1の回転系6全体を回転軸5aを中心として所定の速度で回転させる。第1及び第1の回転系5、6の詳細については後述する。

#### 【0016】

X線発生装置3は、X線を発生するものであり、旋回アーム2の一方の先端部に設けられる。X線発生装置3は、内部のX線発生源3aから照射されたX線3bをコーンビーム状に絞る絞り装置3cを備えている。二次元X線検出装置4は、X線発生装置3に対向して配置され、被検体を透過したX線量を2次元的に検出するものであり、旋回アーム2の他方の先端部に設けられている。すなわち、X線発生装置3と二次元X線検出装置4は、旋回アーム2によって互いに対向するように配置されている。旋回アーム2は、固定架台1の先端部を回転中心として第1の回転系6によって約405°回転駆動されるようになっている。撮影する範囲は、360°であるが、回転速度が一定になったところから撮影を開始するため、45°だけ回転範囲を広く取ってある。撮影開始後は、画像取りこみと同期してX線発生装置3がX線をパルス照射してX線による被曝を軽減させている。このタイミングは、第1の回転系6に内蔵された位置検出用エンコーダにより制御される。固定架台1の支柱1aの内部には撮影装置の制御系が組み込まれている。

#### 【0017】

二次元X線検出装置4から採取された画像データは、画像処理装置12に送られる。画像処理装置12は、X線CT装置の設置された撮影室よりも離れた操作室内に設置される。画像処理装置12は、受信した画像データに演算処理を施し、二次元断層画像、CT画像または三次元立体画像を再構成し、それを画像表示装置13に表示する。



## 【0018】

旋回アーム2は、固定架台1に対して水平に回転可能な状態で支持される。この実施の形態の場合、旋回アーム2は、第2の回転系5及び第1の回転系6の上下二重構成になっている。これらの第1及び第1の回転系5、6は、軸受による回転支持機構と、サーボモーターと歯車などの組み合わせによって回転する駆動機構および位置検出機構、回転部のケーブル処理機構により構成される。第2の回転系5の回転中心5aは固定架台1に対して固定され、第1の回転系6の回転中心6aは旋回アーム2に対して固定されている。両者の回転中心5a、6aは一定の距離dだけ離れた位置に置かれている。第1の回転系6の回転中心6aは、第2の回転系の駆動装置5bによって第2の回転系5の回転中心5aを回転軸として回転する。また、第2の回転系5の駆動装置5b（位置検出装置を含む）とケーブル処理機構（具体的構成は図示せず）は、固定架台1の内部に収納される。第1の回転系6の駆動装置6b（位置検出装置を含む）とケーブル処理機構6cは、第2の回転系5の上部側に収納される。これら二つの回転中心5aと回転中心6aとの間の距離dは、被検者7の歯列弓に概略一致する寸法、例えば直径70～100mm程度である。第1の回転系6は、CT画像データを採取するために360度以上（約405°程度）回転する必要がある。これに対して第2の回転系5は、歯列弓に近似することを目的としているため、最大±120度程度まで回転できれば十分である。

## 【0019】

一方、被検者7は上下移動可能な椅子8に座している。椅子8の上下移動機構8aによって被検者7の検査部位7aは、撮影装置の撮影中心の高さに位置決め設定される。椅子8の背もたれ部8bは、角度調整が可能で、任意の角度で固定可能になっている。被検者7の前後方向の概略調整は、椅子の背もたれ部8bの角度調整と上下移動機構8aによる位置調整とを組み合わせで行う。頭受け装置9は、背もたれ部8bの後部に設けられ、椅子8に対して被検者7の頭部を所望の位置に固定するために、被検者7の座高の高さ、検査部位の位置に応じて上下・前後・左右に自在に位置調整可能に取り付けられている。被検者7の頭部は、術者によって所望の位置に移動された後、ヘッドバンド9b等で固定される。被

検者 7 の検査部位 7 a の中心は、術者によって旋回アーム 2 の回転中心（前述の第 1 の回転系 6 の回転中心）6 a に合わせられる。

#### 【0020】

椅子 8 は、上下移動機構 8 a によって上下方向に移動するものであって、角度調整が可能である背もたれ部 8 b に頭受け装置 9 を取り付けれることができるものであれば、実施の形態のような専用の椅子でなくてもよい。すなわち、上下動ストロークなどの仕様を満足するものであれば、たとえば美容／理容で使用されるような椅子を利用することもできる。また、耳鼻科等で使用される治療用椅子でもよい。

#### 【0021】

また、図 1 では、被検者 7 は固定架台 1 の地面に垂直な支柱 1 a に対して背を向けた状態を示したが、この実施の形態では撮影装置と椅子が分離されていることから、支柱 1 a に対する被検者の角度位置は、CT 撮影が可能な回転範囲にあるならば、いずれの角度にあってもよい。例えば、被検者 7 を支柱 1 a に対向する向きに置いて撮影を行うこともできる。この場合、位置決め用の光学マーカの投光器を支柱側に設置すれば、被検者 7 に対向する方向から光学マーカを投影することができるので、位置決めしやすくなるという利点がある。あるいは装置が設置される撮影室のレイアウトに応じて、装置据付時に、支柱 1 a と椅子 8 の設置方向を自由に設定することもできる。

#### 【0022】

図 3 は、この実施の形態に係る X 線 CT 装置によって撮影する場合の位置決めの手順を示す図であり、図 4 はその一部拡大図を示す図である。1～2 本程度の歯牙に限定して局所の CT 撮影を行う場合は、対象とする歯牙 11 a が位置する領域の中心 7 b と、X 線 CT 装置の第 1 の回転系（旋回アーム）の回転中心 6 a とが一致するように、第 2 の回転系 5 を回転させる。ただし、第 2 の回転系 5 の回転中心 5 a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6 a との間の一定距離 d を回転半径とする円 10 は、歯列弓 11 の形状・寸法に概略一致させたものであるため、歯牙の位置によっては、この円 10 と歯列弓 11 とは必ずしも一致しない場合がある。すなわち、被検者 7 を椅子 8 の左右中央に座らせただけでは、検査部位の中心

7 bと旋回アームの中心6 aを一致させることはできない。

#### 【0023】

撮影領域7 aが、歯牙数本以上を含むのに十分な大きさがあれば、被検者7の中心位置を椅子の中心位置と一致させたときに、検査部位の中心7 bと旋回アームの中心6 aが多少ずれていても、対象とする検査部位が撮影範囲7 aの中心近傍に含まれていれば十分目的を達成することができる。しかし、二次元X線検出装置4の検出部寸法の制限などにより対象部位が1～2本程度の歯牙に限局された場合、あるいは大人と子供のように歯列弓1 1の形状・寸法が個人で異なり、この実施の形態に係るX線CT装置における第2の回転系5の回転中心5 aと第1の回転系6の回転中心6 bとの距離dを回転半径とする円10と、被検者の歯列弓1 1の形状・寸法との間に明らかな差異があって、その結果、対象とする検査部位である歯牙1 1 aが撮影領域7 aから外れる可能性がある場合には、検査部位の中心7 bと旋回アームの回転中心6 aの位置をできるだけ正確に合わせる必要がある。

#### 【0024】

この実施の形態の場合は、椅子8の背もたれ部8 bの角度調整と上下移動機構8 aの上下位置調整とを適宜組み合わせて前後方向を概略調整し、検査部位1 1 aの中心7 bと第1の回転系6（旋回アーム2）の回転中心6 aを概略一致させ、頭部を椅子8の頭受け9 aに固定してから、頭受け装置9の前後左右動機構を使用して微調整することにより、検査部位1 1 aの中心7 bと第1の回転系6（旋回アーム2）の中心6 aを完全に一致させることができる。

#### 【0025】

上述の位置合わせ手順において、一般に被検者7が口腔を閉じた状態の体表面に投影された線状光学マーカを基準とした位置合わせが行われるため、場合によっては対象とする歯牙の位置と撮影範囲の中心が完全に一致しているか外部から確認しにくいことがあり、実際に位置合わせのミスによる撮影の失敗が高い確率で起こっている。

#### 【0026】

そこで、より確実な位置合わせ方法としては、上述のように光学マーカで外

部から一端位置合わせを行った後、撮影装置の旋回アーム2の方向を変えて直交二方向からのX線透視撮影を行うことによって、歯牙の位置を透視画像上で目視確認しながら、遠隔で被検者7の位置を微調整する方法がある。この場合は、被検者7の全体を動かして微調整するよりも、頭受け装置9を遠隔操作して被検者7の頭部の位置を直接微調整したほうが、より緻密で正確な位置調整が可能となる。また、安全性の観点からも、X線CT装置と被検者7である患者の接触を避けるため、あるいは外部から被検者7に加えられる外力と移動距離を軽減するために、被検者7の移動量はできるだけ小さくすることが望ましい。なお、上述の従来技術の項で説明した特開2000-139902号公報に記載された装置では、椅子または顎受け（チンレスト）の前後左右動のみによって、あるいは旋回アームの前後左右動と、椅子または顎受け（チンレスト）の前後左右動を組み合わせることで被検者の位置決めを行うことを示唆している。これに対してこの実施の形態に係るX線CT装置の場合は、装置側で概略位置を合わせた後、椅子の頭受け装置に特定した微調整を行うことを特徴としている。この実施の形態によれば頭部の微調整範囲は高々±15mm程度であり、頭受け装置9の移動による被検者への負担は、被検者全体を動かして位置調整を行う場合（最大±50mm程度）に比較してはるかに少なく、また位置決め精度も向上し、位置決めに必要な時間も短縮することができる。

#### 【0027】

頭受け装置9の材質に関して、その周囲を旋回アーム2が回転してX線コーンビームを照射する都合上、X線コーンビーム3bが照射される部位の頭受け9aは、X線が吸収されて画像データ採取の障害とならないように、たとえばカーボンファイバーなどの、放射線透過性があり、しかも頭部を保持・固定するのに十分な強度を持った材質のものをすることが望ましい。

#### 【0028】

頭受け装置9を使用する利点として、特に被検者7の後頭部が頭受け9aによって保持されるので、頭受け9aが、旋回アーム2の回転中にX線CT装置の本体と接触しないことが保証される構造になっていれば、頭部を頭受け9aに固定することによって、被検者7自身が目視確認できない領域（すなわち後頭部）の

安全が確保されるという効果がある。

【0029】

この実施の形態では、被検者7の固定及び位置調整手段として、頭受け装置9のみを使用した例を提示したが、頭受け装置9に限定されず、従来装置で使用されている顎受け（チンレスト）とイヤーロッドの組み合わせ、あるいは被検者ごとの歯型に合わせて作成された咬合モデルを使用した固定具等を併用することが可能であり、これらが前後左右に微調整可能な構成になっていれば、これらの位置を微調整することで同様の位置決め機能を実現することができる。

【0030】

以上のように被検者7の位置が固定された状態で、X線発生装置3からX線コーンビーム3bを照射しながら旋回アーム2を回転させてCT撮影を行う。旋回アーム2の回転に応じて、X線発生装置3（図示せず）と対向して旋回アーム2の他端に取り付けられた二次元X線検出装置4は、旋回アーム2の回転角度ごとにに応じて二次元X線検出装置4の位置から二次元X線検出装置41の位置に回転移動し、最終的に検査部位11aの周囲360°における透視画像データを採取する。採取された画像データは、画像処理装置12で演算処理され、二次元断層画像または三次元立体画像として再構成され、画像表示装置13に表示される。

【0031】

上述の撮影手順をまとめると以下の（1）～（5）のような順番で実行されることになる。

- （1）第2の回転系5を回転させて被検者7の撮影領域を概略位置決めする。
- （2）椅子8の頭受け装置9を微調整して被検者7の位置を固定する。
- （3）必要であれば直交二方向からのX線透視撮影を行って、歯牙の位置を透視画像上で目視確認しながら、遠隔で被検者の位置を微調整する。
- （4）X線コーンビーム3bを照射しながら旋回アーム2を回転させてCT画像データを採取する。
- （5）採取された画像データを画像処理装置12で演算処理し、二次元断層画像または三次元立体画像として再構成し、画像表示装置13に表示する。

【0032】

図5は、この実施の形態に係るX線CT装置によってパノラマ撮影する場合の動作を示す図であり、図6はその一部拡大図を示す図である。まず、被検者7の左右方向の中心を、第2の回転系5の回転中心5aに合わせる。椅子8の左右方向中心が、第2の回転系5の回転中心5aの直下にあるようにあらかじめ設置されていれば、頭受け装置9による微調整以外の被検者7の左右位置調整はほとんど必要ない。ただし、被検者7の歯列弓11が被検者7の左右中心に対してほぼ左右対称であることを前提とする。続いて、第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離dを回転半径とする円10と歯列弓11の形状・寸法とが概略一致するように、椅子8の背もたれ部8bの角度調整と上下移動機構8aの上下位置調整とを組み合わせ、被検者7の前後方向位置を適宜調整し、その後頭部を頭受け装置9に固定してから、頭受け装置9の前後左右動機構によって微調整する。これによって、第1の回転系6の回転中心6aは円10上に位置するようになる。

### 【0033】

以上のように被検者7の位置が固定された状態で、第2の回転系5を回転させながら、第2の回転系5の回転角度に応じて、第1の回転系6により旋回アーム2を回転させ、歯列弓11の各歯牙に略直交する方向で、対向する歯列弓11の歯牙と干渉しない方向にX線コンビーム3bを照射して歯列弓11を断層撮影する。第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離dを回転半径とする円10と実際の歯列弓11との形状・寸法の違いにより、歯牙の位置によってはX線発生源3aから被写体7までの距離の差が生じ、その結果二次元X線検出器4に投影された透視画像の拡大率や濃度に差が生じる。すなわち、歯牙11aを撮影する場合は、二次元X線検出器41から照射されたX線コンビーム3b1は、第1の回転系6の回転中心6a1及び歯牙11aの中心を通過するが、第1の回転系6の回転中心6a1と歯牙11aの中心との間には若干のずれがある。同様に、歯牙11bを撮影する場合は、二次元X線検出器42から照射されたX線コンビーム3b2は、第1の回転系6の回転中心6a2及び歯牙11bの中心を通過するが、第1の回転系6の回転中心6a2と歯牙11bの中心との間には若干のずれがある。歯牙11cを撮影する場合は、二次元X線

検出器 4 3 から照射された X 線コンビーム 3 b 3 は、第 1 の回転系 6 の回転中心 6 a 3 及び歯牙 1 1 c の中心を通過するが、第 1 の回転系 6 の回転中心 6 a 3 と歯牙 1 1 c の中心との間には若干のずれがある。

#### 【0034】

従って、第 2 の回転系 5 の回転角度に同期させて、画像演算処理においてこれらの若干のずれによる差分を補正してから、角度ごとの部分画像データを繋いで全角度にわたって連続した画像として再構成することにより、正確なパノラマ画像を得ることができる。図 7 は、第 2 の回転系の回転角度がそれぞれ異なる場合における第 1 の回転系 6 の回転中心と歯牙の中心との間のずれを示す図である。撮影対象となる歯牙が徐々に左端から右端に変化するに従って、第 1 の回転系 6 の回転中心 6 a は円 1 0 上を移動させる。これに伴って X 線コンビーム 3 b 1 ~ 3 b 6 の照射角度も矢印 7 0 のように徐々に変化させる。これらの X 線コンビーム 3 b 1 ~ 3 b 6 に照射によって二次元 X 線検出器 4 2 には透視画像 b 1 ~ b 6 が撮影される。第 2 の回転系 5 の回転中心 5 a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6 a との距離 d を回転半径とする円 1 0 と実際の歯列弓との形状・寸法の違いにより、歯牙の位置によっては X 線発生源 3 a から被写体 7 までの距離の差が生じ、その結果二次元 X 線検出器 4 に投影された透視画像の拡大率や濃度に差が生じる。図 8 は、図 7 の各 X 線コンビーム 3 b 1 ~ 3 b 6 のによって撮影された透視画像 b 1 ~ b 6 の拡大率補正前と補正後の状態を示す図である。図 8 (A) に示すように、拡大率補正前の各透視画像 b 1 ~ b 6 は、ほぼ同じ大きさの画像である。これに、それぞれの第 1 の回転系 6 の回転中心 (円 1 0 上の点) と歯牙の中心との間のずれに応じてその拡大率  $k_1 \sim k_6$  を補正前の透視画像 b 1 ~ b 6 に乗算することによって、図 8 (B) のように透視画像 b 1 ~ b 6 の大きさを補正することができる。そして、大きさの補正された画像に基づいてパノラマ画像を再構築する。なお、図では、濃度については示していないが、濃度についても補正を加えることは言うまでもない。

#### 【0035】

この補正処理は、従来例で前述した特開 2000-139902 号公報に記載された、被写体の歯列弓に対して照射された X 線コンビームの中から、「オル

「ソ X 線コーンビーム」と呼ばれる、歯列弓に略直交する方向のビームのみを抽出してパノラマ画像を得る画像演算処理に比較すれば処理すべき情報量が少なく、補正処理自体が容易なものであるため、画像演算処理速度にはほとんど影響しない。

#### 【0036】

また、補正の基準となる歯列弓 11 の形状・寸法として、基本的に大人と子供用の二種類の標準サイズ歯列弓があれば、これを基準にして自動補正することができ、ソフトウェア上で使用する補正係数のテーブルも二種類のみとなるので、画像処理装置 12 に搭載すべきメモリー容量を低減でき、画像処理時間も短縮することができる。標準サイズ以外にも、個人ごとにカスタムメイドの歯列弓 11 の形状・寸法をソフトウェア上で作成できれば、より正確な補正が可能となることはいうまでもない。

#### 【0037】

上述のパノラマ撮影手順をまとめると以下の（１）～（６）のような順番で実行されることになる。

（１）椅子 8 の背もたれ 8 b の角度調整と上下移動機構 8 a の上下位置調整を組み合わせて、旋回アーム 2（第 1 の回転系 6）の回転中心 6 a の描く軌跡（円軌道）10 と歯列弓 11 とが概略一致するように、被検者 7 の撮影領域を概略位置決めする。

（２）椅子 8 の頭受け装置 9 を微調整して被検者 7 の位置を固定する。

（３）第 2 の回転系 5 を回転させて、歯列弓 11 の端（奥歯）に照射開始位置を合わせ、同時に歯列弓 11 と略直交する方向で、対向する歯列弓 11 の歯牙と干渉しない方向に旋回アーム 2 の回転角度を合わせ、X 線コーンビーム 3 b の照射を開始する。

（４）歯列弓 11 に沿って第 2 の回転系 5 を回転させながら、歯列弓 11 と略直交する方向で、対向する歯列弓 11 の各歯牙と干渉しない方向に旋回アーム 2 の回転角度を合わせ、X 線コーンビーム 3 b を連続照射し、第 2 の回転系 5 の回転角度ごとに部分透視画像データを採取する。

（５）部分透視画像データ採取位置が歯列弓の他端（開始位置と逆の端の奥歯）



に達したら撮影手順を終了する。

(6) 第2の回転系5の回転角度ごとに採取した部分透視画像データの拡大率と濃度を、第2の回転系5の回転角度に同期させて画像処理装置12で補正した後、補正済み部分透視画像データを繋いで、全角度にわたって連続した歯列弓11のパノラマ画像を再構成し、画像表示装置13に表示する。

【0038】

図9は、本発明に係るX線CT装置の第2の回転系の回転部機構の変形例を示す図であり、図1のX線CT装置を上方側から見た図である。図10は、このX線CT装置によって描かれる回転半径の様子を示す図であり、図4に対応した拡大図である。図1におけるX線CT装置では、第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離（回転半径）dを固定のものとしていたが、図9のX線CT装置ではこの回転半径dを自在に可変できるような構成にし、歯列弓11に沿った複雑な形状の軌跡に沿って第1の回転系6の回転中心6aを追従させるようにした。直線駆動系は、第2の回転系5の上に搭載されたサーボモーターなどの駆動手段14aと、この駆動手段14aに駆動される送りねじやラック・ピニオンなどの直線駆動機構14bとから構成される。直線駆動系は、第1の回転系6の回転中心6aを矢印14cの方向に移動させて、第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離（回転半径）dを所望の位置に移動させる。このようにして、直線駆動系によって第1の回転系6の回転中心6aの位置が補正されることによって、第1の回転系6の回転中心6aの描く軌跡は、図10に示すように歯列弓11に沿った曲線10aのようになる。従って、前述のような第1の回転系6の回転中心6aと歯牙11の中心との間にはずれが生じなくなるので、これに伴って行っていた画像演算処理における補正処理は不要となり、演算時間を短縮することができる。

【0039】

直線駆動系が第1の回転系6の回転中心6aを移動させる範囲は、図4の歯列弓11の各歯牙の中心と回転半径10との間の距離に相当する差分であり、約±15mm程度で十分である。従来のパノラマ装置で必要であった旋回アームの前後左右移動機構（XYテーブル）の最大移動量（X、Yそれぞれ±50mm程度）よ

りも少ない移動量で位置調整することができる。また、移動量が少なければ、荷重支持・駆動装置を小型化することができ、装置の重量にばるたわみなどを低減できる。したがって簡単な機構で精密な位置調整が可能となる。

#### 【0040】

図9のX線CT装置によれば、被検者の歯列弓の形状・寸法によらず、装置側での正確な位置決めが容易になり、この回転半径調の整機構を遠隔操作可能な構成にすれば、頭受け装置9による微調整が不要となり、被検者7の負担を著しく軽減するとともに、椅子8の位置調整および被検者7を固定する機構を簡略化することができる。また、パノラマ撮影における透視画像の拡大率や濃度の差に対する画像補正も不要となるので、画像の演算処理時間を短縮することができる。

#### 【0041】

このX線CT装置では撮影中に被検者を動かす必要がないことから、次ような撮影方法を実施することができる。すなわち、図10に示したように、歯列弓11全体をカバーするように2～3本程度の歯牙を含むような局所領域7a～7iについてX線CT撮影を連続して複数回（図10では9回）繰り返し実行することによって、複数個の局所撮影領域7aを組み合わせたCT画像データを採取すれば、小視野のX線検出装置を使った装置でも、歯列弓全体を表示するCT画像データを採取することができる。一般にX線検出装置4はその視野寸法に比例して高価なものとなるため、小視野のX線検出装置を使用すれば、撮影装置のコストを大幅に低減することができる。

#### 【0042】

上述の局所領域の撮影手順をまとめると以下の（1）～（7）のような順番で実行されることになる。

（1）旋回アーム2の回転中心6aの描く軌跡（歯列弓形状軌道）10aと被検者7の歯列弓11とが一致するように、被検者7の撮影領域を位置決めして固定する。

（2）歯列弓11の一端に位置する奥歯の中心、すなわち居所領域7aの中心に旋回アーム2の回転中心6aを合わせる。

（3）旋回アーム2を回転させながらX線コーンビーム3bを照射し、CT画像

データを採取する。

(4) 第2の回転系5を回転させ、採取されたCT画像データを居所領域7aと隣接し、かつその一部がオーバーラップするような次の居所領域7bの中心に、旋回アーム2の回転中心6aを合わせる。

(5) CT画像の採取及び位置合わせを歯列弓11に沿った居所領域7b～7iについて繰り返す。

(6) 歯列弓11の他端（開始位置とは逆の端の奥歯の中心、すなわち居所領域7iにおけるCT画像データ採取が終了したら撮影手順を終了する。

(7) 採取されたCT画像データを画像処理装置12で演算処理し、歯列弓11の全体の画像を再構成し、画像表示装置13に表示する。

#### 【0043】

この居所領域の撮影方法によれば、歯列弓11を含む顎部全体に対して一様にX線を照射する従来例と比較して、同じ領域に対して、より高分解能の画像を得ることができる。また、従来技術で説明したように、このデータから歯列弓に沿って歯列に直行する方向の透視画像データを抽出してパノラマ状の画像を再構成することもできる。同様にして任意断面の断層画像、立体画像を再構成することもできる。さらに、X線の照射部位を居所領域に制限することによって被検者7の被曝線量を低減することができる。従来の技術の項で説明した特開2000-139902号公報に記載された局所照射X線CT撮影装置による被曝量は、一般医療用CT撮影装置による被曝量の約1/30程度であることが知られている。従って、このような居所領域におけるCT撮影を連続して複数回行っても、たとえばCT画像データ採取の回数が上述の居所領域の撮影方法のように9回であれば、被曝量は一般医療用CT撮影装置による被曝量の約1/3以下の低いレベルに抑制される。また、実際には必ずしも歯列弓11全体を撮影する必要がない事例が多いので、被曝量はさらに低減される。一般医療用CT撮影装置では、歯列弓11の一部（たとえば右半分の歯列弓）のみを撮影しようとしても被曝量を低減することが困難だが、本実施例によれば、CT撮影の回数が少なくなるほど被曝量を低減することができる。

#### 【0044】

この局所領域の撮影方法は、図3～図6の撮影方法においても、局所CT撮影ごとに患者の位置決めを行って局所CT撮影を断続的に繰り返せば、同様の撮影が可能であることはいうまでもない。

#### 【0045】

なお、この実施の形態に係るX線CT撮影装置は、特に歯科用に好適なものであるが、この技術は歯科用に限定されず、一般のX線CT撮影装置にも適用可能であることは言うまでもない。例えば、被写体がX線CT装置の撮影可能範囲より大きい場合などに、その一部に局所CT撮影を行う場合や、全体に対して連続局所CT撮影を行う場合、あるいは歯列弓の形状に相似した中空円筒状物体などの内面からのパノラマ画像を撮影する場合などにも適用可能である。

#### 【0046】

図11は、この実施の形態に係るX線CT装置に使用される位置合わせ器具の概略構成を示す図である。この位置合わせ器具20は、被検者ごとの歯型に合わせて作成された咬合部15と、この咬合部15に接合部15aを介して接合されたフランジ16とから構成される。フランジ16は、咬合部15と平行な面上に固定された薄板からなる。被検者7が咬合部15を口腔内に装着したとき、フランジ16は接合部15aを介して被検者7の口腔外に露出する。フランジ16上には、第2の回転系5の回転中心5aを通る直交軸17、18にそれぞれ一致するようにラインマーク16a～16cが刻印されている。また、各ラインマーク16a～16cの両側近傍には、これらのラインマーク16a～16cを中心として等間隔の目盛16dが刻まれている。この目盛16dは、CT撮影時において、対象とする撮影領域の中心と旋回アーム2の回転中心6aを一致させるために、被写体位置をシフトさせるときの移動量の目安となるものである。

#### 【0047】

X線CT装置側には、フランジ16のラインマーク16a～16cと一致する3方向から被検者7の顔面に対して光学マーカーを投影する投光器（図示せず）が取り付けられており、これらの光軸の交点が第2の回転系5の回転中心5aを通るように位置決め設定する。そして、ラインマーク16a～16cと光学マーカーとが一致するように、この位置合わせ器具20を装着した被検者7の位置を微調

整すれば、口腔外から第2の回転系5の回転中心5aの位置を目視で確認することができる。従って、X線透視撮影を行わなくても、光学マーカーを基準とした位置合わせだけで正確な位置決めが可能となる。

【0048】

接合部15aとフランジ16の取り付け位置を変えることによって、咬合部15と第2の回転系5の回転中心5aとの位置関係を変えることができる。すなわち、旋回アーム2の回転中心6aの描く軌跡(円軌道)10と歯列弓11とが概略一致するように調整することが可能である。この調整には、円軌道10と歯列弓11の一致状態を確認するために、図11のような実物大の図をあらかじめ用意しておき、図と実物が一致することを確認しながら組み合わせる方法が便利である。また、この図は、3方向からの光学マーカー投光器の光軸の交点が、第2の回転系5の回転中心5aを通ることを確認する場合にも使用できる。なお、この位置合わせ器具20を図3～図6に示したX線CT装置に適用する場合について説明したが、図9及び図10に示したX線CT装置についても、円軌道10の代わりに、歯列弓形状軌道10aを使用することでまったく同様に適用することができる。さらに、位置合わせ器具20をカメラなどで読み取り、画像処理を行って自動的に上述の位置合わせ処理を行うようにしてもよい。

【0049】

上述の位置合わせ器具20を用いた撮影手順をまとめると以下の(1)～(4)のような順番で実行されることになる。

(1) 位置合わせ器具20を被検者7に装着させ、被検者7の歯形モデルから咬合部15を作成する。

(2) 旋回アーム2の回転中心6aの描く軌跡(円軌道)10又は歯列弓形状軌道10aと、歯列弓11とが概略一致するように接合部15aとフランジ16の取り付け位置を調整して、両者を接合・固定する。

(3) 接合・固定した器具の咬合部15を被検者の歯列弓11に装着する。

(4) フランジ16のラインマーク16a～16cを、装置の光学マーカーに合わせ、被検者を位置決めする。

【0050】

以上説明した実施の形態によれば、歯科用 X 線コーンビーム CT 撮影装置において、簡単な回転機構により、局所 CT 撮影時の位置合わせが容易に行えとともに、位置決め機構を簡略化できる。またパノラマ撮影も簡単に行え、画像演算処理時間を大幅に短縮し、画像処理装置を簡略化できる。さらに、被検者を動かすことなく局所 CT 撮影とパノラマ撮影が行え、椅子の位置調整および被検者固定機構を簡略化することができる。また、パノラマ撮影における、撮影部位による透視画像の拡大率や濃度の差に対する画像補正も不要となる。小視野の X 線 CT 装置でも、局所 CT 撮影を連続して複数回繰り返すことにより、歯列弓全体の CT 画像データを高分解能で採取することができる。また、この画像データから歯列弓全体のパノラマ状の画像や、任意断面の断層画像、立体画像を再構成することもできる。

#### 【0051】

なお、上述の実施の形態では、旋回アーム 2 は単体で構成される場合に着いて説明したが、旋回アームを二重構造とし、それらを相対的にスライドさせて、旋回アームの長さを半径方向に伸縮自在にし、X 線発生装置 3 と二次元 X 線検出装置 4 との間の距離を調整できるようにしてもよい。

#### 【0052】

なお、本発明の特徴として、請求項記載のもの以外に次のようなものが考えられる。

〔請求項 1〕 被写体を挟んで対向する X 線発生手段と二次元 X 線検出手段を搭載した旋回アームを回転させる機構を、歯列弓の形状に近似させた円周上で該旋回アーム回転軸の中心を回転可能とする機構上に搭載することにより、この機構を使って、CT 撮影時には X 線局所照射部位の位置決めを行い、パノラマ撮影時には旋回アームの回転角度と組み合わせて撮影方向を調整することを特徴とする X 線 CT 装置。

〔請求項 2〕 被写体を挟んで対向する X 線発生手段と二次元 X 線検出手段を搭載した旋回アームを回転させる機構を、該旋回アーム回転軸の中心を歯列弓の形状に近似させた円周上で回転可能とする機構上に搭載し、該旋回アームの回転角度と組み合わせて撮影方向を調整することでパノラマ撮影を行う場合に、該円周

と歯列弓との距離の違いによって生じる、X線発生源からの被写体透視画像の拡大率の差を、画像演算処理によって補正することを特徴とする【請求項1】のX線CT装置。

【請求項3】 被写体を挟んで対向するX線発生手段と二次元X線検出手段を搭載した旋回アームを回転させる機構を、歯列弓の形状に近似させた円周上で該旋回アーム回転軸の中心を回転可能とする機構において、円周の直径寸法を可変とする機構を有することを特徴とする【請求項1】のX線CT装置。

【請求項4】 歯列弓に沿って局所CT撮影を連続して複数回繰り返すことにより、歯列弓全体のCT画像データを高分解能で採取し、この画像データから歯列弓全体のパノラマ状の画像や、任意断面の断層画像、立体画像を再構成することを特徴とするX線CT装置。

【0053】

#### 【発明の効果】

本発明によれば、歯列弓を含む顎部全体や歯牙や顎関節の周囲などの局所にX線コーンビームを照射して、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することができるという効果がある。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係るX線CT装置の全体構成を示す側面図であり、一部断面構成を示している。

【図2】 図1の一部断面構成部を分かりやすいように拡大して示した部分拡大図である。

【図3】 図1の実施の形態に係るX線CT装置によって撮影する場合の位置決めの手順を示す図である。

【図4】 図3の一部拡大図である。

【図5】 図1の実施の形態に係るX線CT装置によってパノラマ撮影する場合の動作を示す図である。

【図6】 図5の一部拡大図である。

【図7】 第2の回転系の回転角度がそれぞれ異なる場合における第1の回

転系 6 の回転中心と歯牙の中心との間のずれを示す図である。

【図 8】 図 7 の各 X 線コンビームのよって撮影された透視画像の拡大率補正前と補正後の状態を示す図である。

【図 9】 本発明に係る X 線 C T 装置の第 2 の回転系の回転部機構の変形例を示す図であり、上方側から見た図である。

【図 1 0】 図 9 の X 線 C T 装置によって描かれる回転半径の様子を示す図である。

【図 1 1】 この実施の形態に係る X 線 C T 装置に使用される位置合わせ器具の概略構成を示す図である。

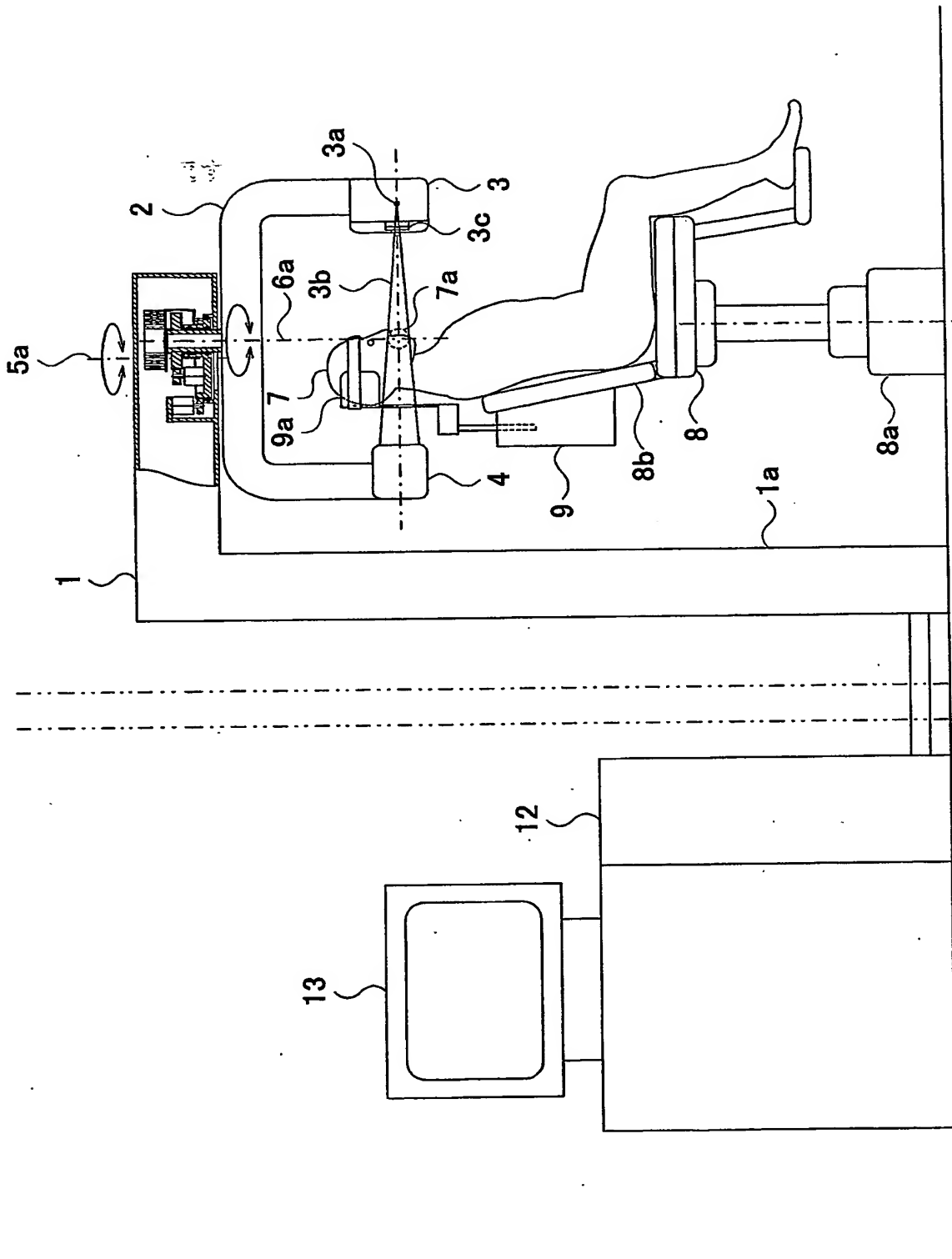
# 【符号の説明】

1 … 固定架台、1 a … 支柱、2 … 旋回アーム、3 … X 線発生装置、3 a … X 線発生源、3 b … X 線コンビーム、3 c … 絞り装置、4 … 二次元 X 線検出装置、5 … 第 2 の回転系、5 a … 第 2 の回転系の回転中心、5 b … 第 2 の回転系の駆動装置、6 … 第 1 の回転系、6 a … 第 1 の回転系の回転中心、6 b … 第 1 の回転系の駆動装置、6 c … ケーブル処理機構、7 … 被検者、7 a … 撮影領域、7 b … 検査部位の中心、8 … 椅子、8 a … 上下移動機構、8 b … 背もたれ部、9 … 頭受け装置、9 a … 頭受け、1 0 … 旋回アーム回転中心の描く軌跡（円軌道）、1 0 a … 旋回アーム回転中心の描く軌跡（歯列弓形状軌道）、1 1 … 歯列弓、1 1 a … 歯牙、1 2 … 画像処理装置、1 3 … 画像表示装置、1 4 … 直線駆動機構、1 5 … 位置合わせ器具の咬合部、1 5 a … 位置合わせ器具の接合部、1 6 … 位置合わせ器具のフランジ部、1 6 a, 1 6 b, 1 6 c … ラインマーク、1 6 d … 目盛、1 7、1 8 … 直交軸、2 0 … 位置合わせ器具

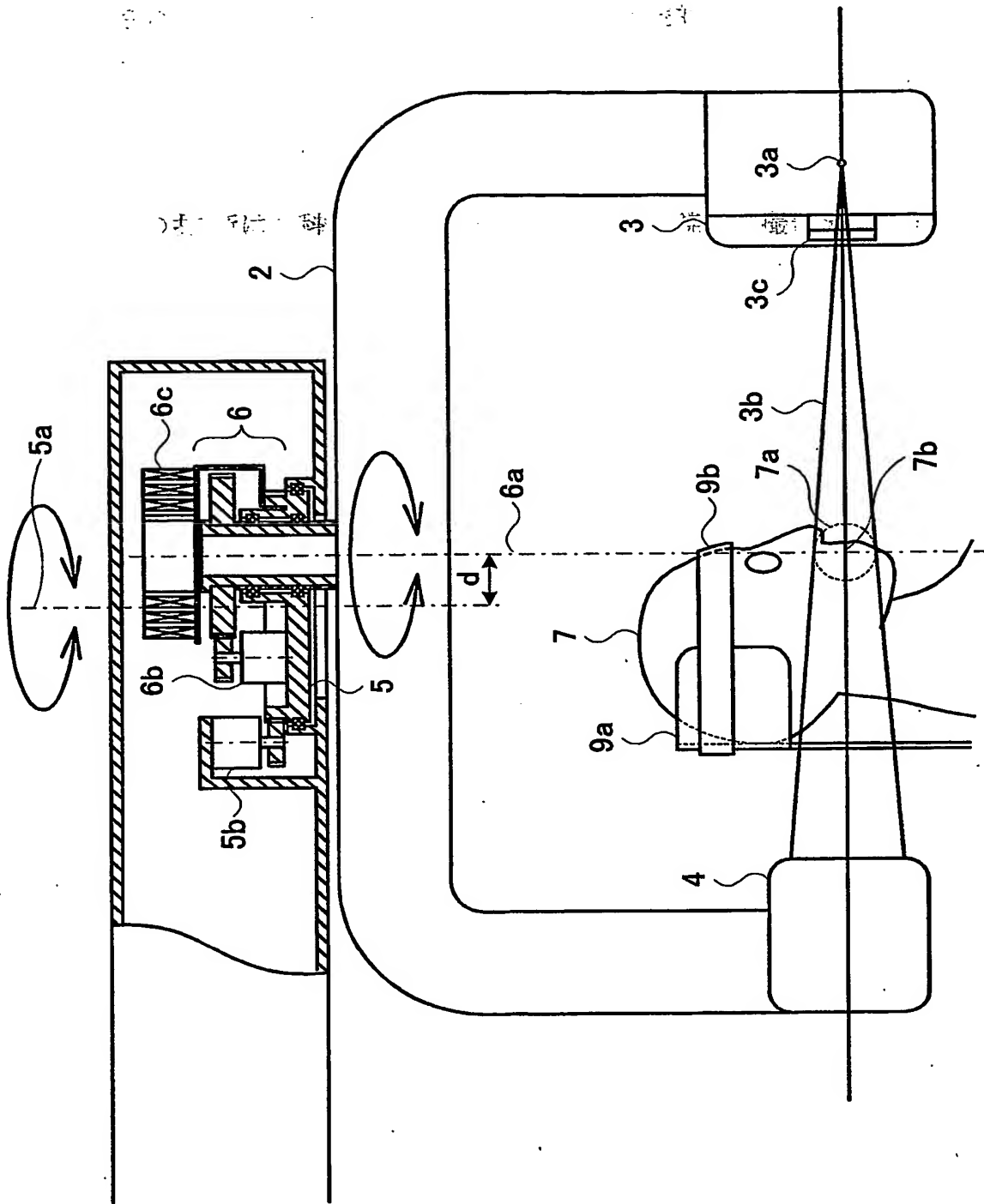


【書類名】 図面

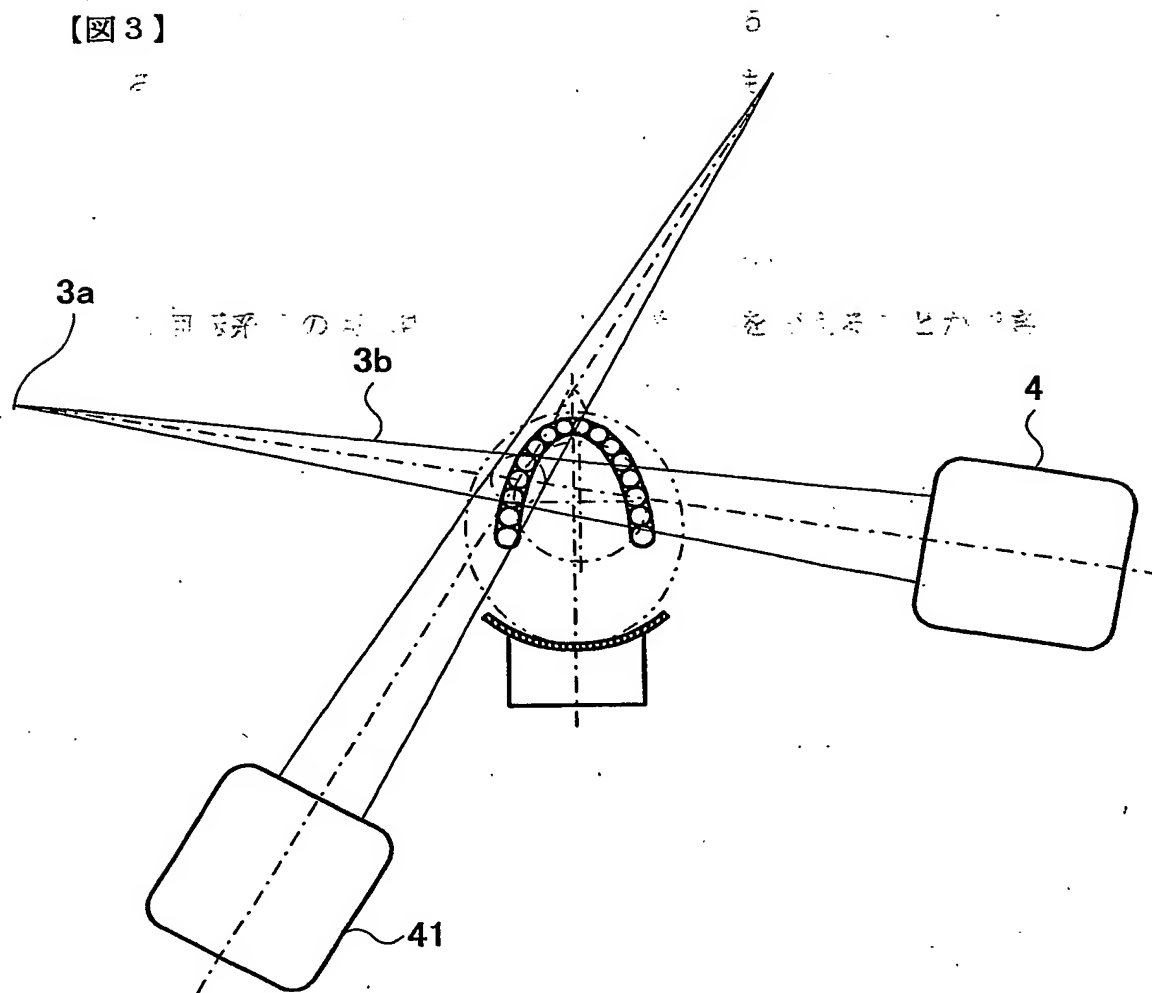
【図1】



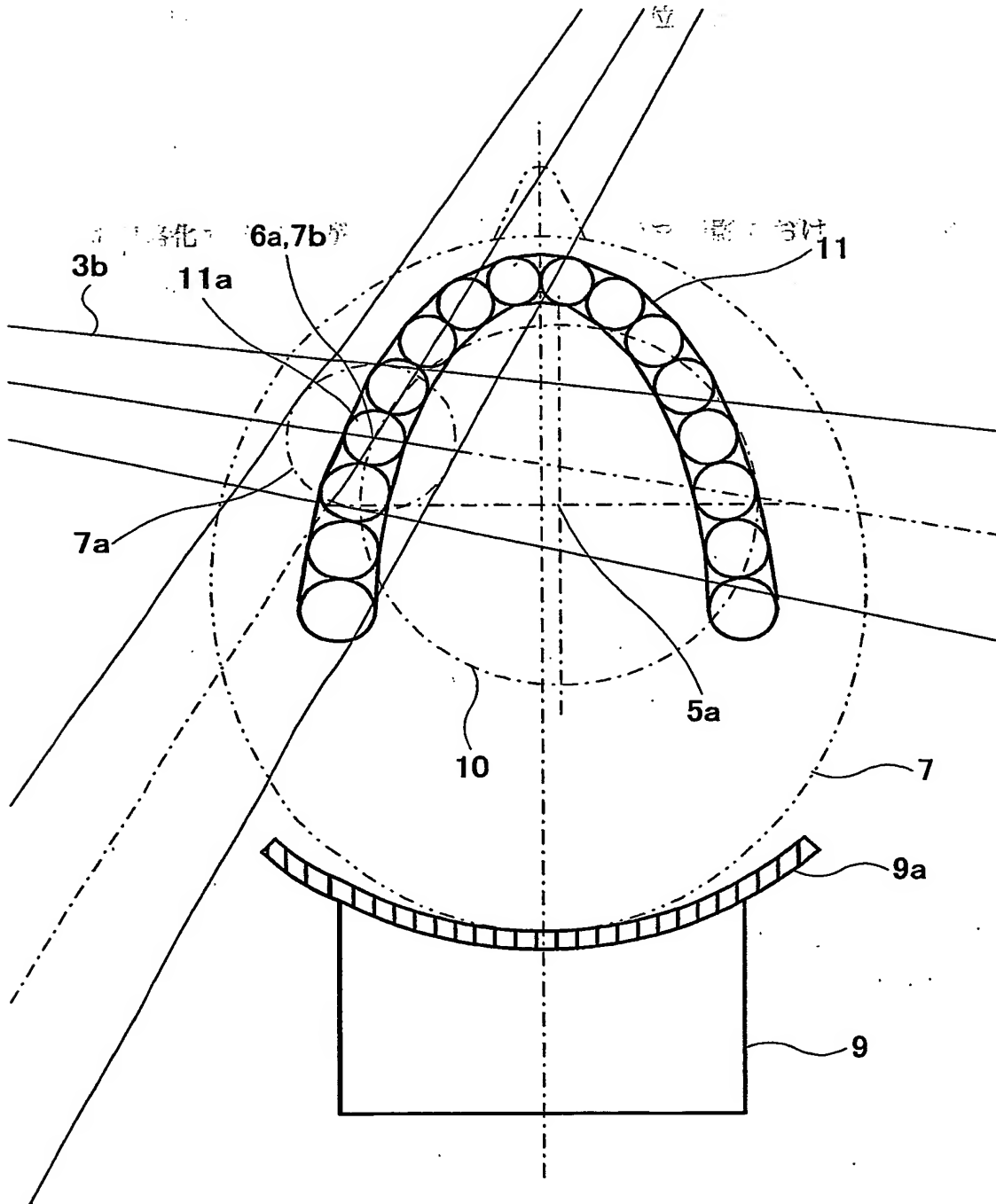
【図 2】



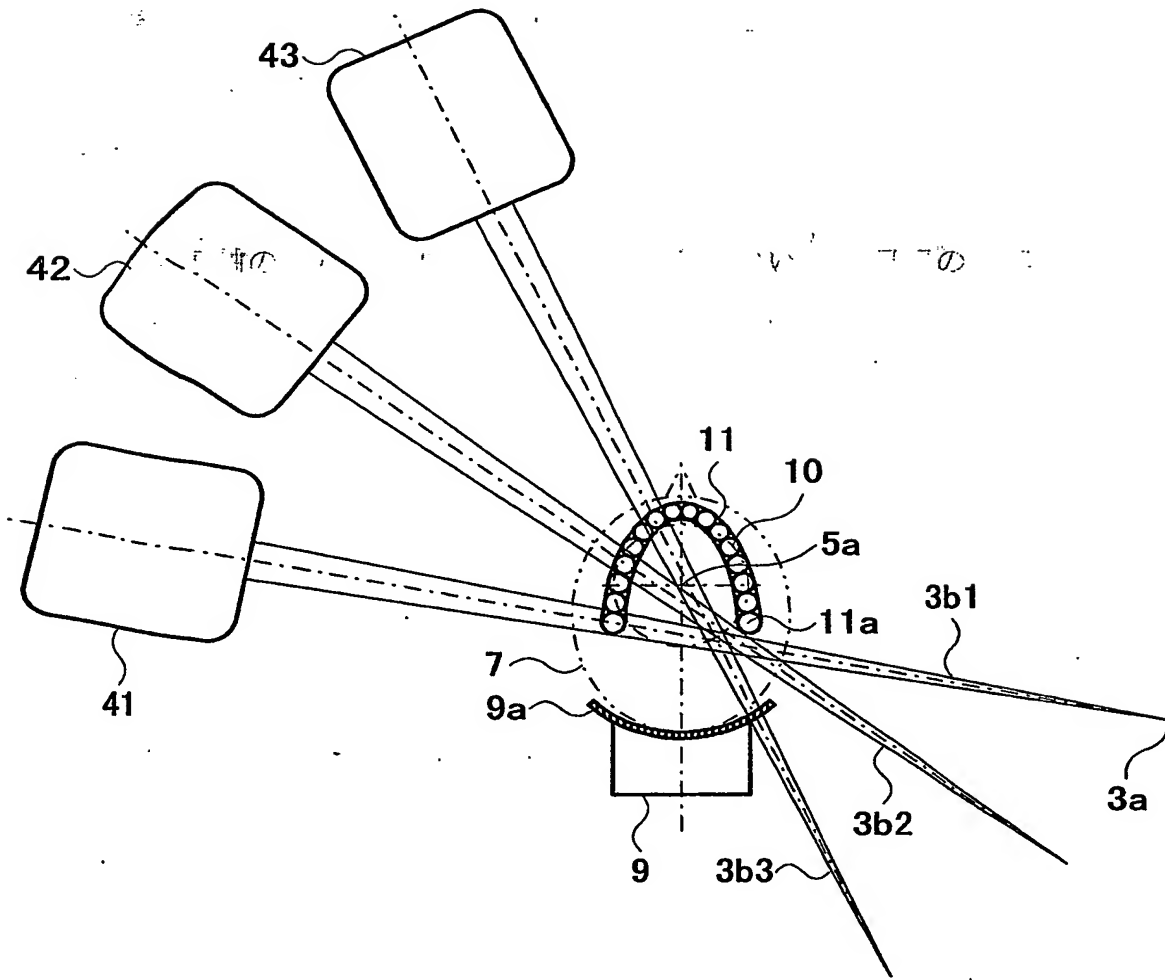
【図3】



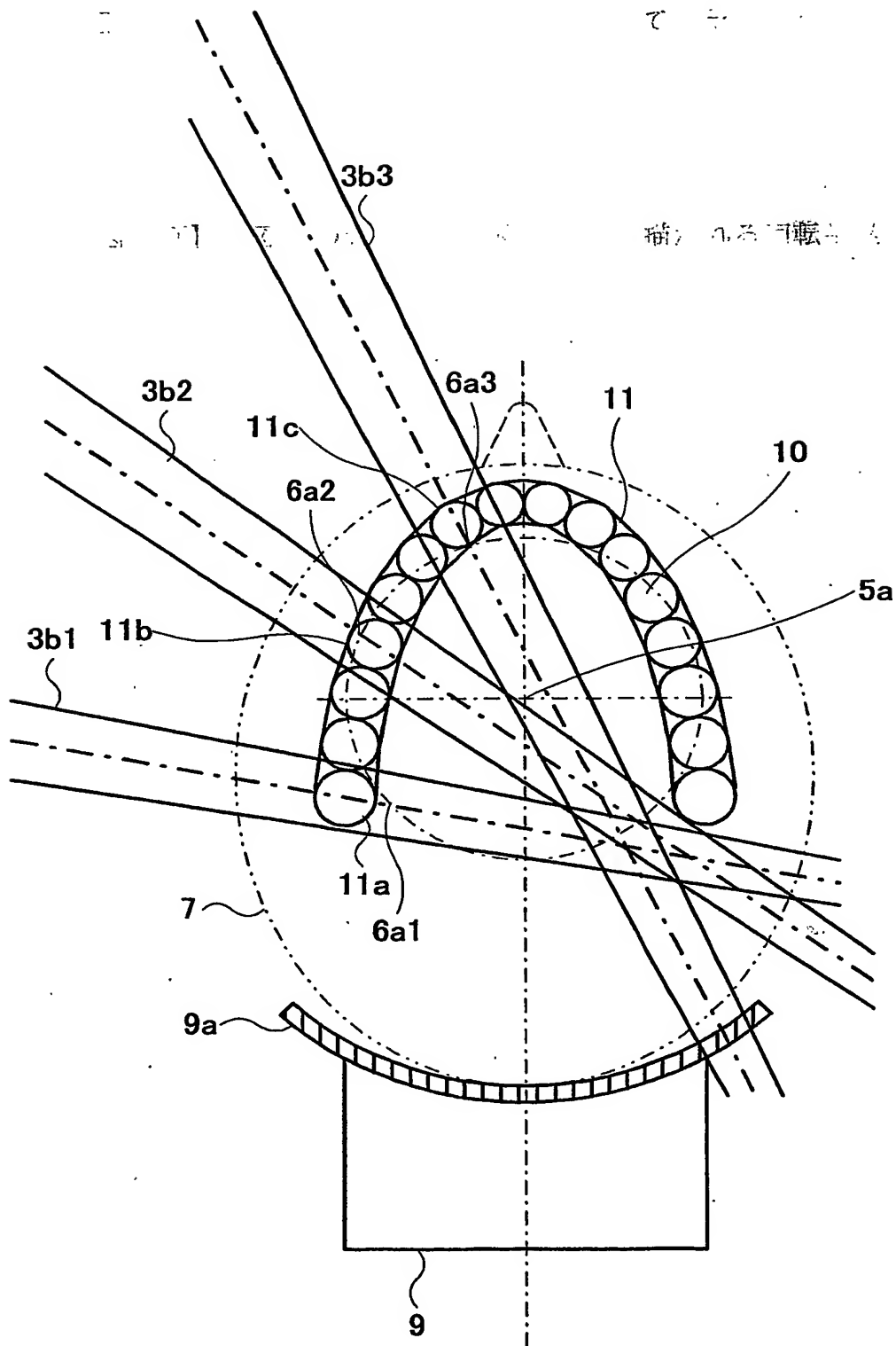
【図4】



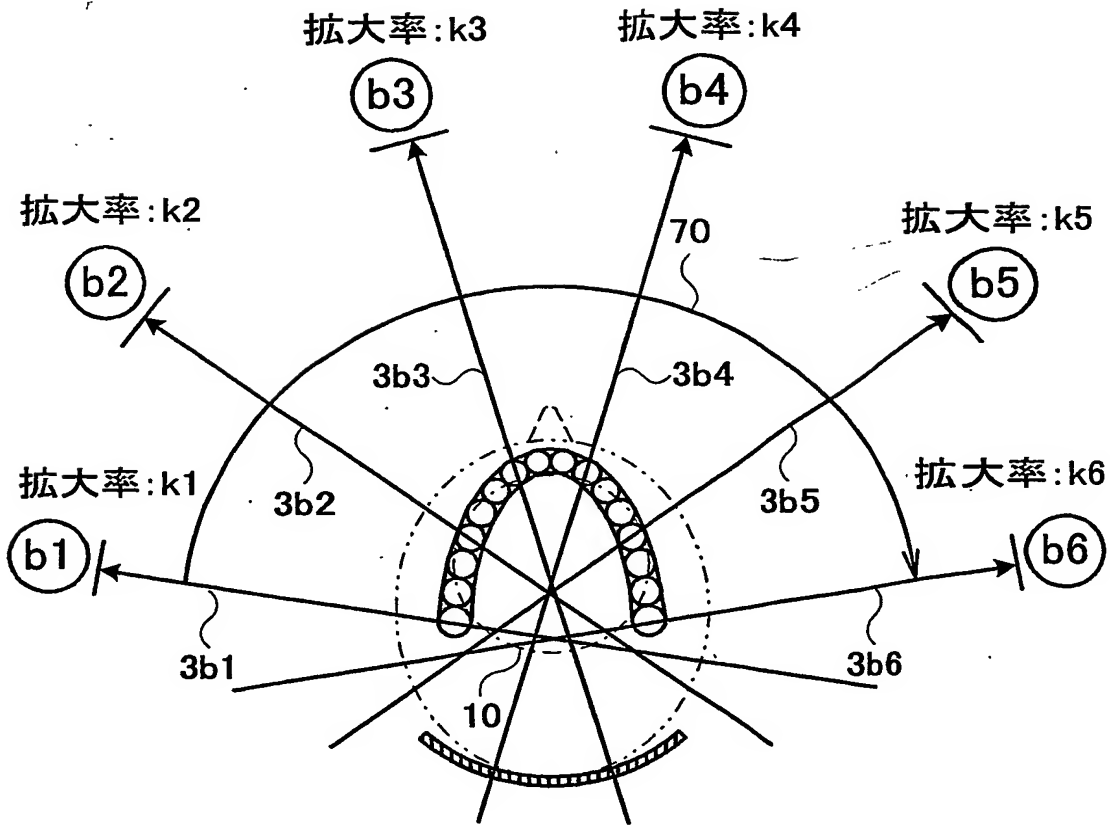
【図5】



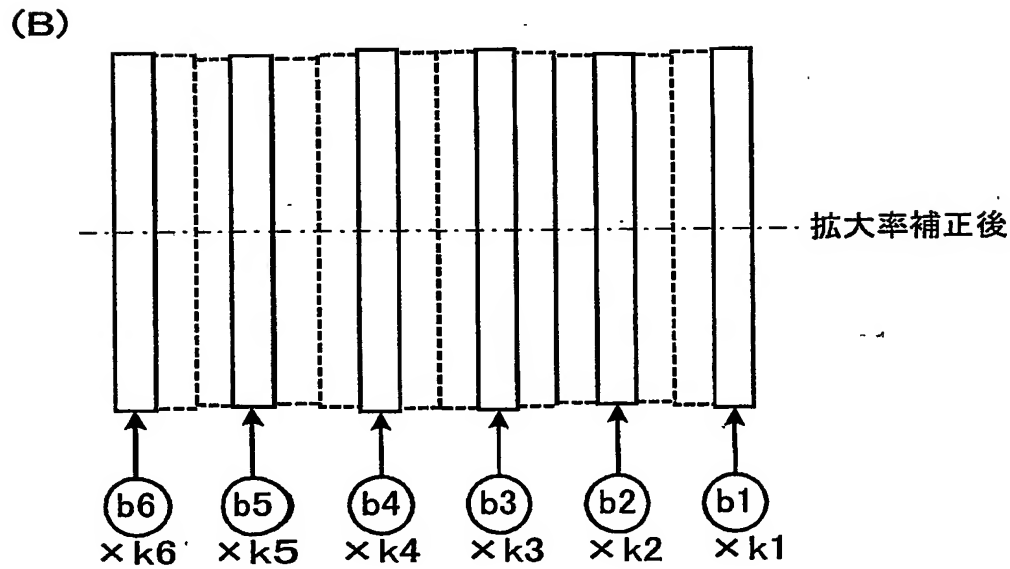
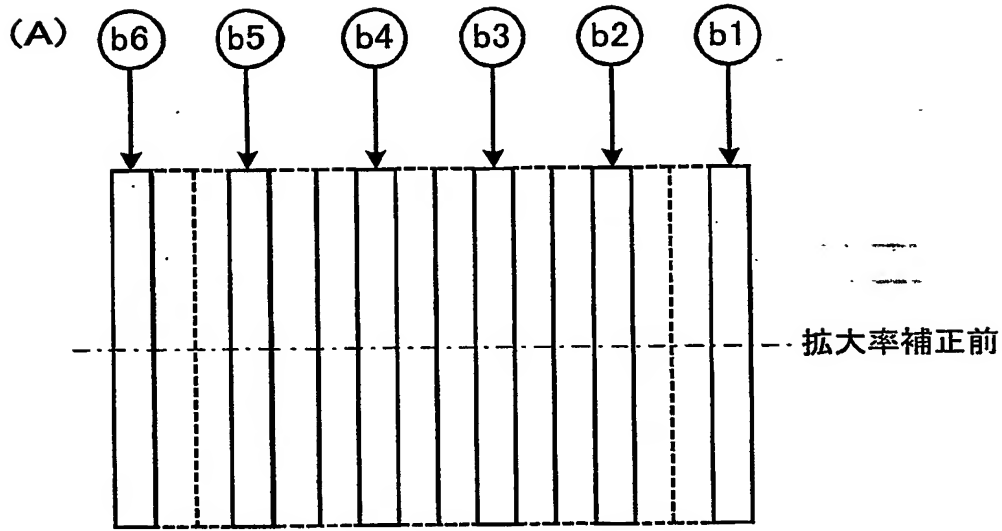
【図6】



【図 7】

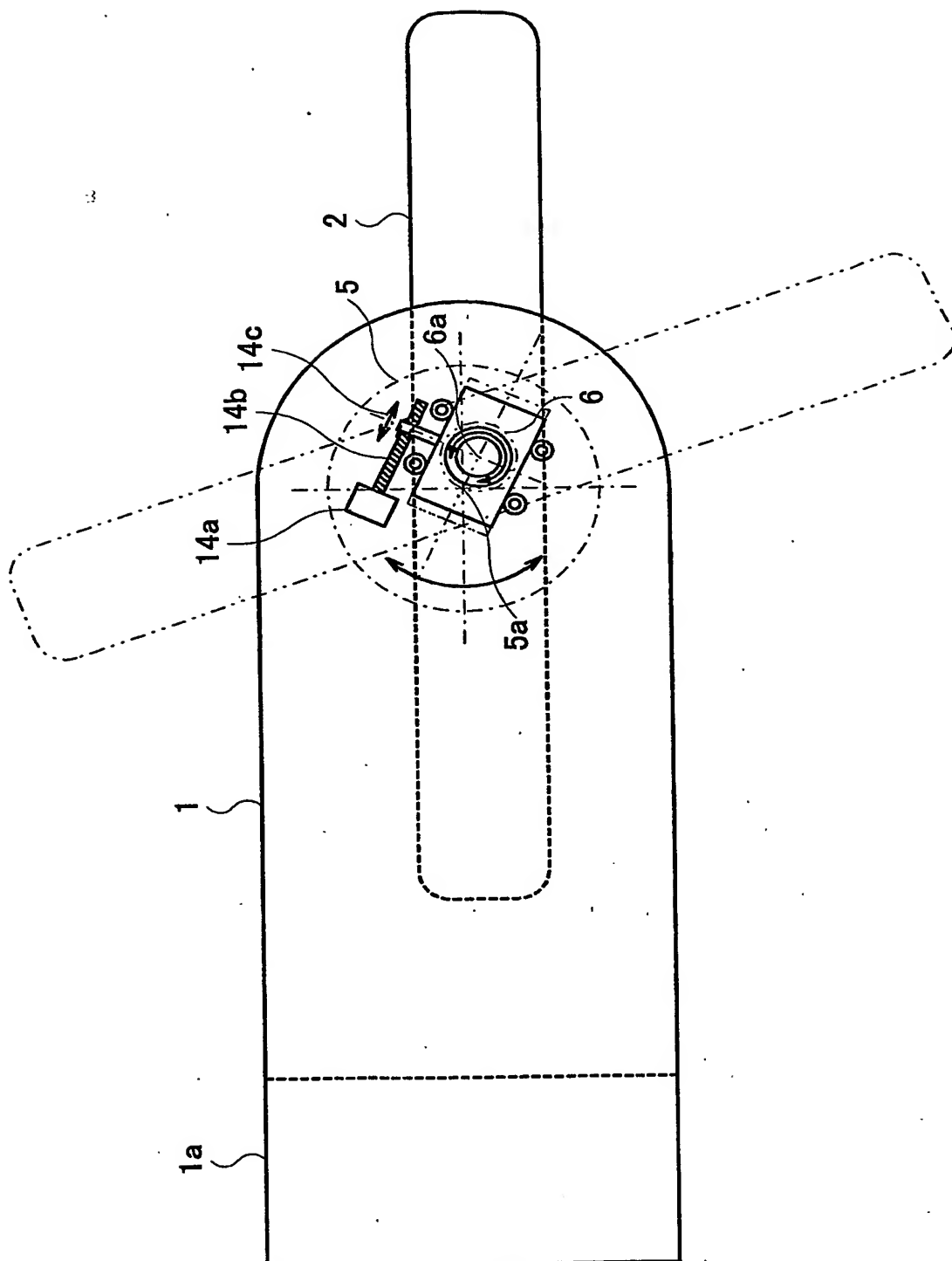


【図 8】

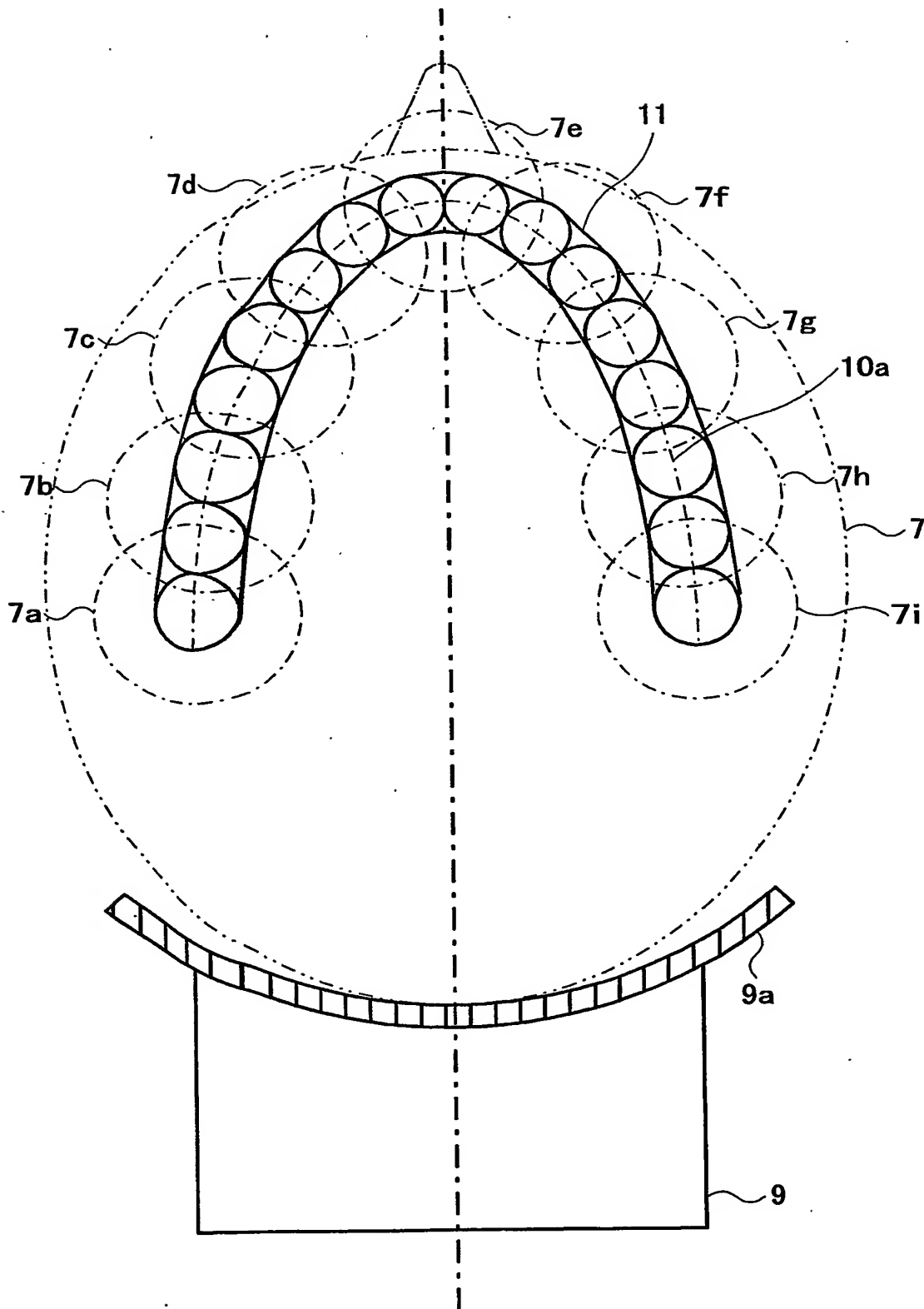




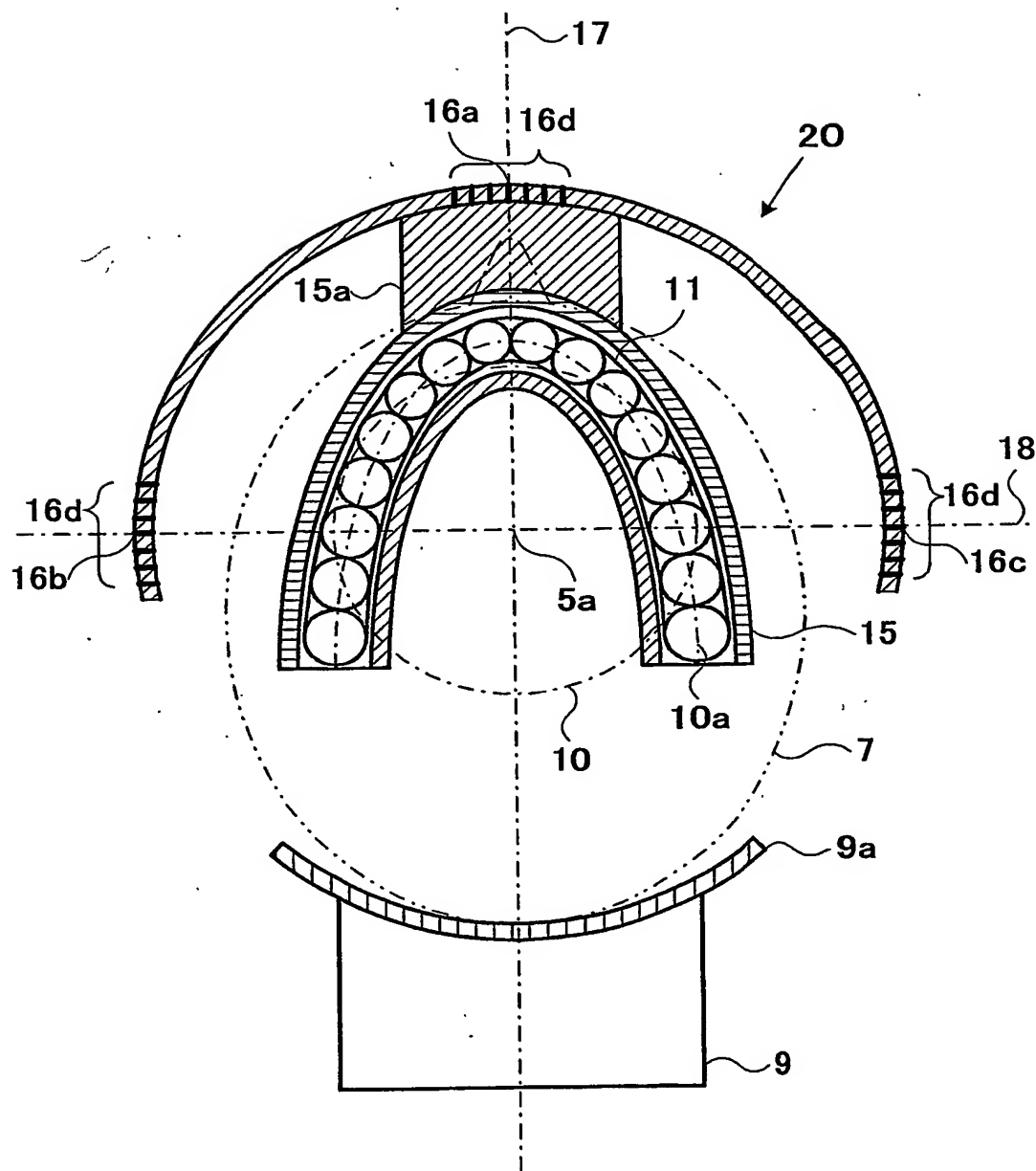
【図9】



【図 10】



【図 11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 歯列弓を含む顎部全体や歯牙や顎関節の周囲などの局所にX線コーンビームを照射して、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化する。

【解決手段】 撮影装置は逆L字型形状の固定架台1と、その先端に吊り下げられた旋回アーム2と、旋回アーム2の両端に対向して固定されたX線発生装置3と二次元X線検出装置4とから構成される。旋回アーム2は架台1に対して二重の回転系5、6を介して水平に回転可能な状態で支持される。被検者7は上下動可能な椅子8に座し、検査部位を撮影装置の撮影中心の高さに合わせる。被検者7の頭部は微調整可能な頭受け装置9で固定する。撮影時には、二つの回転系5、6の回転中心5a、6a間の距離を、被検者7の歯列弓11に概略一致させるようにして行なう。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2002-103124
受付番号	50200491701
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成14年 4月 5日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成14年 4月 4日

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メデイコ